高低节段脊髓损伤截瘫患者轮椅推进的生物力学特征

沈以昕[1],齐燕[2],解海霞[2],陈玉芳[1],王宽[2],牛文鑫[2]

(1. 同济大学医学院康复工程与生物力学实验室,201619 上海;
2. 同济大学附属养志康复医院(上海市阳光康复中心),201619 上海)

摘　要:本研究探究损伤节段在轮椅推进过程中对肩关节负荷的影响,为揭示脊髓损伤患者慢性肩痛的生物力学机制提供理论依据。招募16名截瘫受试者(高节段截瘫组8名,低节段截瘫组8名)和8名健康人模拟轮椅推进活动,同步采集关节运动学、手推圈反作用力和上肢肌电数据,定量评价高、低损伤节段患者手推轮椅时上肢肌肉活动与手推圈反作用力差别,分析诱发慢性肩痛主要的生物力学因素。研究结果表明:各组受试者的推进相占比约为完整周期的前60%;各组间的肩、肘关节运动角度无显著差异;高节段截瘫组手推圈反作用力峰值显著低于低节段截瘫组($P<0.05$);高节段截瘫组上肢肌肉表面肌电的平均幅值与积分值显著高于低节段截瘫组($P<0.05$)。在轮椅推进过程中,两组患者的上肢运动习惯没有区别,高节段截瘫组的手推圈反作用力仅为低节段截瘫组的70%左右,但高节段截瘫组的肌肉激活程度约为低节段截瘫组的1.4~1.7倍,高节段截瘫组的肌肉做功效率更低。因此,手推圈反作用力的大小或许并非脊髓损伤患者肩痛的主要诱因,肌肉疲劳导致的慢性损伤可能才是高节段脊髓损伤患者肩痛高发的主要原因,也造成了发病率的差异。

关键词:脊髓损伤;轮椅推进;手推圈反作用力;表面肌电;损伤节段

中图分类号:R318.01　　**文献标志码:**A

Biomechanical characteristics of paraplegia individuals with high or low level spinal cord injury on during manual wheelchair propulsion

SHEN Yixin[1], QI Yan[2], XIE Haixia[2], CHEN Yufang[1], WANG Kuan[2], NIU Wenxin[2]

(1. Laboratory of Rehabilitation Engineering and Biomechanics, School of Medicine, Tongji University, 201619 Shanghai, China; 2. Yangzhi Rehabilitation Hospital, Sunshine Rehabilitation Center, School of Medicine, Tongji University, 201619 Shanghai, China)

Abstract: To determine the effects of injury level on shoulder joint weight bearing during wheelchair propulsion biomechanical characteristics so as to provide theoretical basis for explaining the biomechanical mechanism behind chronic shoulder pain in individuals with spinal cord injury. Sixteen subjects with para-

收稿日期:2022-02-21　　**修回日期:**2022-04-05
基金项目:国家重点研发计划资助项目(No. 2021YFE0204500)
通信作者:牛文鑫,副教授。E-mail: niu@tongji.edu.cn
引用格式:沈以昕,齐燕,解海霞,等. 高低节段脊髓损伤截瘫患者轮椅推进的生物力学特征[J]. 应用力学学报,2022,39(4):797-806.
SHEN Yixin, QI Yan, XIE Haixia, et al. Biomechanical characteristics of paraplegia individuals with high or low level spinal cord injury on during manual wheelchair propulsion[J]. Chinese journal of applied mechanics, 2022, 39(4):797-806.

plegia (high level group with eight subjects and low level group with eight subjects) and eight able-bodied adults were recruited to simulate wheelchair propulsion activities. The pushrim forces, joint kinematics and surface EMG data were collected synchronously during the test for biomechanical analysis of the main factors inducing the chronic shoulder pain. The results showed that the push phase was about the first 60% of the complete cycle. There was no significant difference in upper limb kinematics between the groups. The pushrim forces showed significantly lower peak values in high level paraplegia group than in low level paraplegia group ($P < 0.05$), while the average surface electromyography (sEMG) amplitudes of all four muscles were found significantly the highest in high level paraplegia group ($P < 0.05$). The results also showed that there was no difference in propulsion habits between individuals with high or low injury level paraplegia. The pushrim forces in high level paraplegia group was only about 70% of that in low level paraplegia group, while the muscle activation in high level paraplegia group was 1.4-1.7 times that in low level paraplegia group, suggesting that the efficiency of muscle work in high level group was lower than that in low level group. The prevalence of shoulder pain was higher in individuals with high level paraplegia than that in individuals with low level paraplegia. Since the pushrim forces was lower in high level group, the muscle fatigue may be the main factor leading to chronic shoulder pain and causing the difference in the incidence.

Key words: spinal cord injury; wheelchair propulsion; pushrim force; EMG; injury level

肩痛临床多发[1],在长期使用手推轮椅的脊髓损伤(spinal cord injury, SCI)患者中尤为常见,发病率超40%[2-4],对患者日常生活造成极大困扰[5]。

肩关节的过度使用是导致肩痛高发的主要原因[6-8]。由于下肢运动功能障碍,将近半数脊髓损伤患者日常出行依赖手推轮椅代步,日均出行距离超2 km,连续时长约1 h[9-10],给患者肩关节造成严重负担。该过程中,肩、肘关节的发力姿势[11]、上肢受到的外力负荷[12]以及上肢肌肉疲劳损伤[13]都是引起慢性肩痛的重要因素,然而,其具体影响机制目前尚不明确。

脊髓损伤节段越高,越易引发患者肩痛。在截瘫患者群体中,高节段损伤患者肩痛发病率显著高于低节段损伤患者[14]。有研究认为之所以存在这种现象,是因为高、低节段损伤患者对躯干的控制能力不同,造成上肢发力习惯的差异,因此两种患者轮椅推进过程对肩关节的影响也存在差别[15]。然而,该研究只是分析了躯干控制能力的下降与高低节段发病率的相关性,并未定量分析相关生物力学指标,难以阐明高、低节段损伤患者上肢运动行为及肌肉活动对肩关节的影响机制。

本研究采用三维运动捕捉、三分力传感器、表面肌电信号采集等方法,测量了轮椅推进过程中,高、低节段损伤截瘫患者上肢运动学参数、手推圈反作用力以及上肢肌肉的表面肌电特征,定量分析了各项指标的组间差异,探究轮椅推进过程中上肢生物力学特征对肩关节负荷的影响,为揭示脊髓损伤患者慢性肩痛的发病机制提供了理论依据

1 方法与流程

1.1 受试者

共计16名脊髓损伤的成年人与8名健康成年人自愿参与实验,依据各自的脊髓损伤节段,受试者分为3组:高节段截瘫组(T1 ~ T9, $n = 8$),低节段截瘫组(T10 ~ L3, $n = 8$),以及健康人组($n = 8$)。

纳入标准:①年龄在18 ~ 45岁之间;②在损伤后使用手动轮椅至少一年。

排除标准:①受试者存在会影响轮椅推进动作的肩痛病史或仍需要药物治疗缓解疼痛症状;②无法自主完成轮椅推进动作;③无法理解实验内容。

此外,脊髓损伤患者的肩痛发病率与性别无关[14],因此本研究未考虑性别因素的影响。

本研究通过医院医学研究伦理审查,所有受试者通过同济大学附属养志康复医院“希望之家”和脊髓损伤科招募。受试者均签署知情同意书,并收集其基本信息如表1所示。

表 1　受试者基本信息、均值(标准差)

Tab. 1　The demographic characteristics of all participants and their mean (SD)

参数	高节段截瘫组 ($n=8$)	低节段截瘫组 ($n=8$)	健康人组 ($n=8$)
年龄/岁	31.50(9.87)	29.63(8.94)	21.88(1.36)
体质量/kg	62.31(7.76)	55.43(8.39)	62.31(8.89)
BMI	21.97(2.64)	21.12(3.62)	22.01(1.30)

1.2　实验设备

1.2.1　运动学

使用 8 摄像头 Vicon MX 运动捕捉系统(Vicon Nexus, MX T40-S, Oxford, England) 在 100 Hz 的采集频率下记录上肢运动学数据。共有 18 个反光标记粘贴在躯干和双侧上肢的骨性标志处(位置如图 1 所示)。数据在经过平滑处理后以 CSV 格式导出,并导入 MATLAB 软件中进行后续处理。





图 1　一名受试者的轮椅推进测试现场

Fig. 1　A subject in the trial

1.2.2　动力学

在实验室环境下以后轮直径为 52.5 cm 的实验用轮椅作为统一的测试平台。在轮椅后轮装配 FC3D60 三轴力传感器,该传感器固定于手推圈与车轮之间,并截取有效采集区域,以便直接采集作用在手推圈上的力(如图 2 所示)。数据经无线数字变送器转换并输出至计算机,进行存储及后续处理。设备精度已通过测力计进行验证。为了避免双侧重量不对称,两个独立的力传感器各自装配在双侧后轮的相同位置。

在本研究中,为简化设计,选择忽略左右方向的轴向力通道,主要采集并记录方向与手推圈相切的切向分力(tangential force, F_t) 以及指向轮圈轴心的径向分力(radial force, F_r)。在推进过程中所采集的力学数据频率均为 13 Hz。

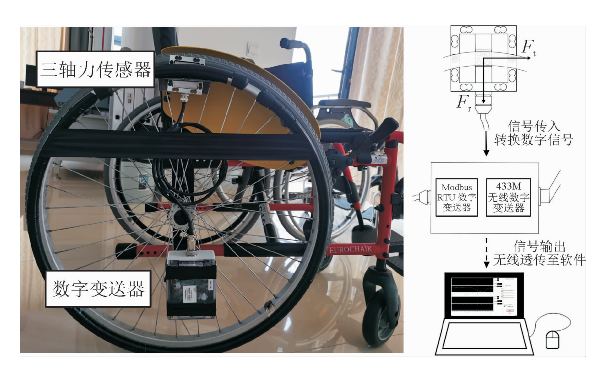


图 2　装有力传感器的实验轮椅及测量原理示意图

Fig. 2　The experimental wheelchair instrumented with force sensor and the measuring principle

1.2.3　表面肌电

在采样频率为 2 000 Hz 的 Noraxon Tele-Myo DTS (Noraxon Inc., AZ, USA) 无线肌电信号采集系统下采集表面肌电(electromyography, EMG) 活动。选取能够代表肩、肘关节参与发力的上肢 4 块重要肌肉,包括:前三角肌、后三角肌、肱二头肌和肱三头肌[16]。为降低皮肤阻抗,用酒精处理受试者的皮肤后,将电极间距为 20 mm 的双极性自粘性 Ag/AgCl 表面电极平行于肌纤维方向贴置。表面电极的贴置位置参考 SENIAM 建议进行(参考 http://www.seniam.org/)。

1.3　实验流程

每位受试者按照要求暴露上肢至肩关节以上,以便贴置反光标记与肌电电极。在正式测试之前,受试者经过培训和充分练习,直到习惯实验环境和实验轮椅的条件。受试者均可熟练完成轮椅推进动作,在正式测试开始前进行充分休息。

测试过程中,要求受试者使用自主适应的速度推进实验轮椅,以模拟其自主轮椅推进的日常条件。如图 3 所示,单次实验收集 3 个完整的连续推进周期,以手推圈接触位置在有效采集区域内的数据作为一次有效数据,至少记录 2 组有效数据为止。由于实验室环境的空间距离和运动学设备的有效采集范围固定,每位受试者的实际推进速度差异不大。

1.4　数据处理

所有数据均在 MATLAB 软件中使用自主编写的算法脚本进行处理。首先标定推进周期的起止时刻,并将推进周期进行时间归一化处理为 100%。与手推圈接触的时刻被定义为反作用力合力超过

5 N的时刻,而从手推圈释放的时刻则是合力低于5 N的时刻[17]。将力的数据通过受试者自身的体重进行标准化处理,以体重占比百分数(% BW)为单位进行后续分析。

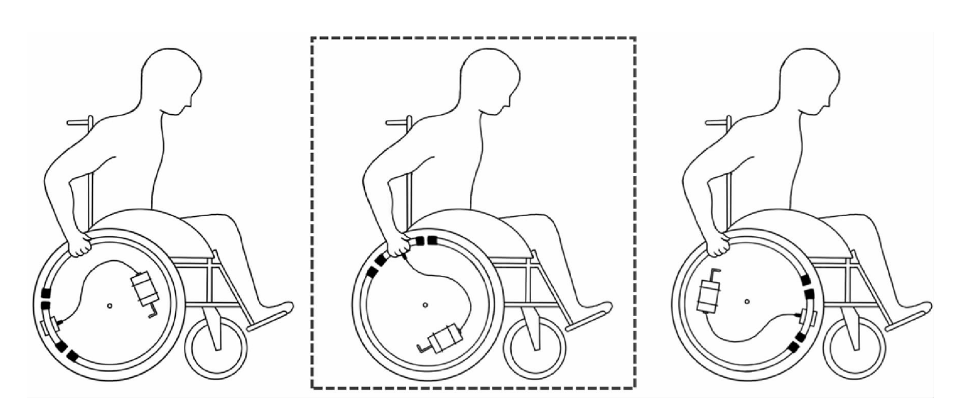


图3　轮椅推进测试过程

Fig. 3　The process of the wheelchair propulsion test

合力的计算公式为

$$F_{tot}=\sqrt{(F_t^2+F_r^2)} \quad (1)$$

其中:F_{tot}为手推圈反作用力合力;F_t为切向分力;F_r为径向分力。

在力传感器的局部坐标系下采集分力,并将其转换为全局坐标系,即

$$F_{\perp}=F_r\cdot\cos\theta+F_t\cdot\sin\theta \quad (2)$$

$$F_{\eta}=F_t\cdot\cos\theta+F_r\cdot\sin\theta \quad (3)$$

其中:θ为径向力线与铅垂线之间的夹角;$F_{\perp}$表示垂直分力,指向地面的方向被定义为正;F_{η}表示前-后向分力(anterior-posterior force, A-P force),轮椅前进方向定义为正。

步态分析中,垂直地面反力的峰值到达时间通常被视为一个重要参数,以反映在跑步和着陆等活动中冲击时间的长短。在轮椅推进研究中,也可通过反作用力峰值到达时间(time to peak)反映受试者轮椅推进时的策略。本研究分别记录了反作用力峰值在推进相中的到达时间占比(% of push phase)与反作用力峰值在整个周期中的到达时间占比(% of whole cycle)。

肌电信号在基线噪声去除后,通过数字全波整流和带通滤波(10～500 Hz)进行过滤,并使用均方根算法和100 ms移动窗口进行平滑。随后使用6 Hz低通滤波器对其进行滤波,从而为选定的每一块肌肉生成肌电线性包络。

由于部分受试者难以在最合适的位置激发出最大自主收缩(maximum voluntary contraction, MVC)信号,因此EMG信号振幅根据实验过程记录的EMG信号最大值进行归一化处理[18]。所有EMG信号处理均在MATLA R2018a版本软件(The MathWorks, Inc., Natick, USA)中编写算法进行数字处理。最后计算每一块肌肉的平均肌电信号幅值与积分肌电结果。

1.5　统计学方法

经过正态性检验和方差齐性检验,数据具有正态性和方差齐性,故选用单因素方差分析(One-way ANOVA)确定所有变量在各组间的显著性。LSD事后检验用于确定具体的差异所在。统计学显著性水平设定为$P<0.05$。计算分析均在商用软件SPSS(SPSS version 20.0; Inc, Chicago, IL, USA)进行。

2　结　果

2.1　运动学结果

结果显示,在轮椅推进周期中,三组的推进相占比分别为58.08%、58.56%和59.55%,组间没有统计学的显著性差异。轮椅推进周期中,肩关节的前屈、旋转、外展角度,以及肘关节屈曲角度的极值,在3组组间均没有统计学的显著性差异($P\geq0.05$)。3组人群在推进周期中上肢运动角度随时间的动态变化相似,肩前屈角度和肘伸直角度均在推进相结束时到达最大角度,肘屈曲的最大角度也出现在推进相前期,如图4所示,其中肩关节前屈、外展、内旋、肘关节屈曲方向定义为正。

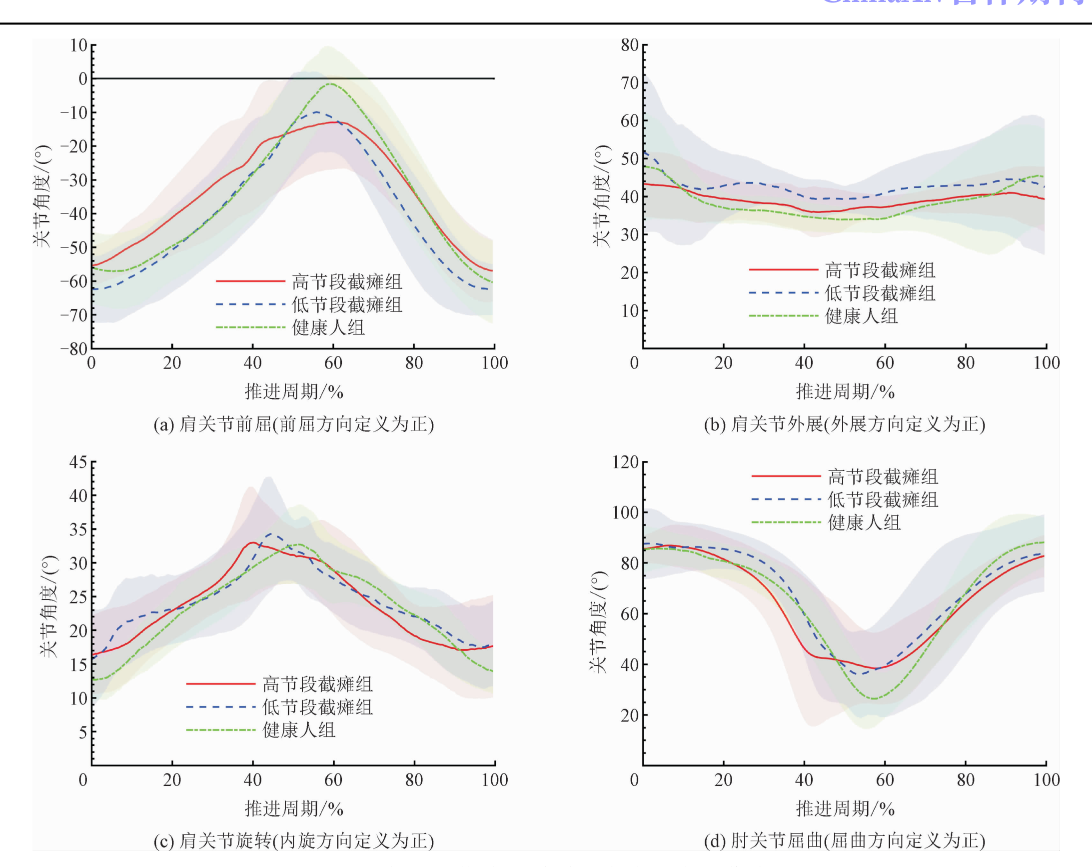


图 4　推进周期中上肢关节角度的变化曲线

Fig. 4　The angle change curves of upper limb joints during a propulsion cycle

2.2　动力学结果

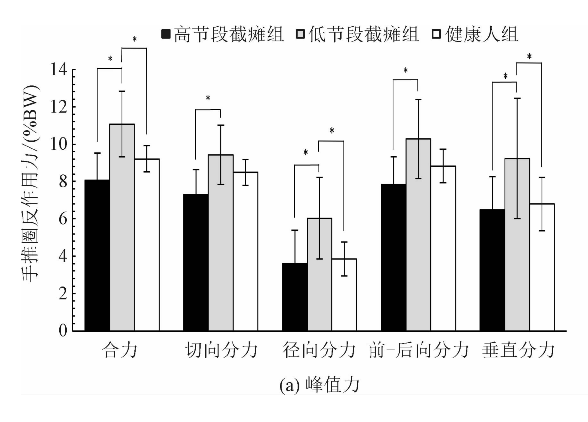
手推圈反作用力的峰值和达到峰值时间如表 2 所示,合力与各分力的峰值在各组间存在显著性差异,高节段截瘫组的合力与各分力的峰值均显著低于低节段截瘫组(图 5)。如图 5 所示,截瘫组的切向分力峰值在推进相的出现时间显著晚于健康人组,而截瘫组间未发现统计学的显著性差异。

表 2　手推圈反作用力峰值及峰值到达时间结果($\bar{x} \pm s$)

Tab. 2　The results of peak pushrim forces and time to peak($\bar{x} \pm s$)

参数	高节段截瘫组($n=8$)	低节段截瘫组($n=8$)	健康人组($n=8$)	显著性 P
F_{tot}峰值(BW)	8.07 ± 1.45^{b}	11.07 ± 1.76^{ac}	9.21 ± 0.70^{b}	0.001^{*}
F_t峰值(BW)	7.28 ± 1.35^{b}	9.42 ± 1.59^{a}	8.50 ± 0.70	0.010^{*}
F_t峰值到达时间(%推进相)	57.73 ± 3.37^{c}	58.09 ± 5.60^{c}	52.58 ± 5.70^{ab}	0.048^{*}
F_t峰值到达时间(%推进周期)	33.75 ± 8.98	34.14 ± 6.64	30.26 ± 3.01	0.454
F_r峰值(BW)	3.62 ± 1.77^{b}	6.03 ± 2.18^{ac}	3.86 ± 0.90^{b}	0.018^{*}
F_r峰值到达时间(%推进相)	45.47 ± 4.02	47.91 ± 4.12^{c}	42.46 ± 4.33^{b}	0.050^{*}
F_r峰值到达时间(%推进周期)	26.59 ± 7.14	28.27 ± 6.11	24.77 ± 3.17	0.486
F_η峰值(BW)	7.85 ± 1.48^{b}	10.26 ± 2.11^{a}	8.82 ± 0.89	0.020^{*}
F_η峰值到达时间(%推进相)	55.06 ± 4.58	55.08 ± 5.86	51.04 ± 4.01	0.187
F_η峰值到达时间(%推进周期)	32.05 ± 7.96	32.26 ± 5.93	29.71 ± 2.35	0.636
$F_\perp$峰值(BW)	6.49 ± 1.77^{b}	9.22 ± 3.22^{ac}	6.80 ± 1.43^{b}	0.051
$F_\perp$峰值到达时间(%推进相)	57.05 ± 2.24	55.38 ± 4.55	56.93 ± 3.62	0.591
$F_\perp$峰值到达时间(%推进周期)	33.14 ± 7.29	32.46 ± 5.66	33.29 ± 3.88	0.955

注:s 表示标准差;F_{tot}表示手推圈反作用力合力;F_t表示切向分力;F_r表示径向分力;F_η表示前-后向分力;$F_\perp$表示垂直分力;BW 表示体质量;* 表示组间的显著性差异,$P<0.05$;a 表示与高节段截瘫组之间存在显著性差异,$P<0.05$;b 表示与低节段截瘫组之间存在显著性差异,$P<0.05$;c 表示与健康人组之间存在显著性差异,$P<0.05$。



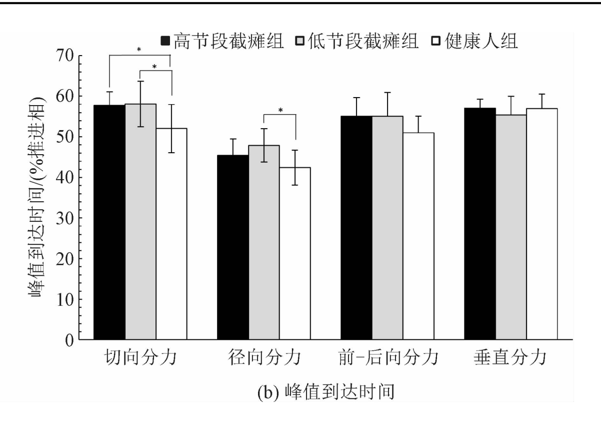


图 5　手推圈反作用力及峰值到达时间的组间比较

Fig. 5　The comparison of peak pushrim forces and time to peak forces among groups

手推圈反作用力随时间变化曲线如图 6 所示，各组的变化趋势相似，高节段截瘫组相对最平缓。其中各组的切向分力的峰值出现时间均晚于径向分力。

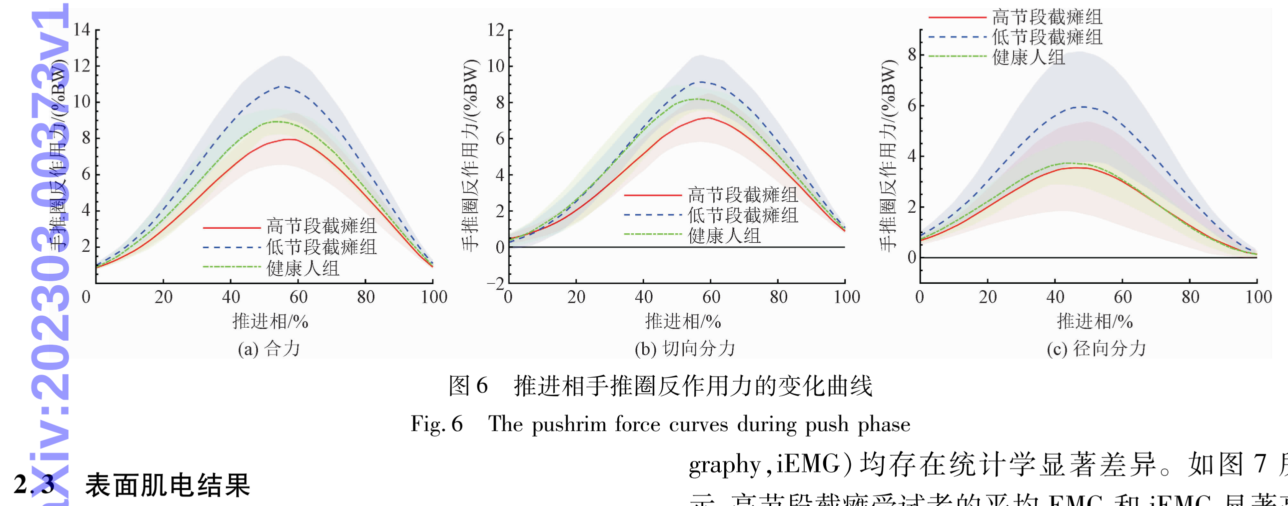


图 6　推进相手推圈反作用力的变化曲线

Fig. 6　The pushrim force curves during push phase

2.3　表面肌电结果

上肢肌肉的 EMG 结果如表 3 所示。3 组中所有肌肉的平均 EMG 和积分肌电(integral electromyography，iEMG)均存在统计学显著差异。如图 7 所示，高节段截瘫受试者的平均 EMG 和 iEMG 显著高于其他组。

表 3　EMG 结果($\bar{x} \pm s$)

Tab. 3　The results of EMG ($\bar{x} \pm s$)

肌肉	部位	高节段截瘫组($n=8$)	低节段截瘫组($n=8$)	健康人组($n=8$)	显著性 P
平均 EMG/(%最大值)	AD	$16.07 \pm 4.11^{b,c}$	10.14 ± 2.42^{a}	10.12 ± 2.33^{a}	0.001^{*}
	PD	16.67 ± 2.90	15.00 ± 2.62	14.12 ± 1.83	0.138
	BB	14.43 ± 3.31^{b}	10.48 ± 2.53^{a}	11.68 ± 1.95	0.021^{*}
	TB	14.63 ± 2.47^{b}	10.86 ± 3.43^{a}	11.51 ± 3.40	0.056
iEMG/(V·s)	AD	$0.30 \pm 0.08^{b,c}$	0.19 ± 0.04^{a}	0.19 ± 0.05^{a}	0.001^{*}
	PD	0.32 ± 0.06^{c}	0.28 ± 0.05	0.26 ± 0.04^{a}	0.103
	BB	0.27 ± 0.06^{b}	0.19 ± 0.05^{a}	0.22 ± 0.04	0.022^{*}
	TB	$0.27 \pm 0.05^{b,c}$	0.20 ± 0.06^{a}	0.21 ± 0.06^{a}	0.045^{*}

注：s 表示标准差；iEMG 表示积分肌电；AD 表示三角肌前束；PD 表示三角肌后束；BB 表示肱二头肌；TB 表示肱三头肌；* 表示组间的显著性差异，$P<0.05$；^{a} 表示与高节段截瘫组之间存在显著性差异，$P<0.05$；^{b} 表示与低节段截瘫组之间存在显著性差异，$P<0.05$；^{c} 表示与健康人组之间存在显著性差异，$P<0.05$。

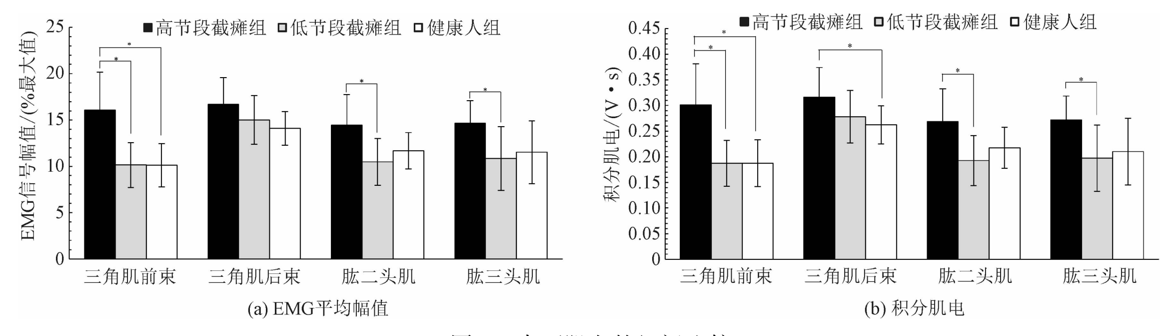


图 7 表面肌电的组间比较

Fig. 7 The comparison of surface EMG results among groups

典型测试的 4 块肌肉 EMG 的组间比较如图 8 所示。高节段截瘫组的肌肉激活时间普遍大于低节段组,三角肌前束和肱二头肌主要在推进相激活,而三角肌后束和肱三头肌主要在复位相激活,其中高节段截瘫组和健康人组的三角肌后束和肱三头肌也在推进相参与激活。

图 8 推进周期中 EMG 幅值的变化曲线

Fig. 8 EMG amplitude change curves during propulsion cycle

3 讨 论

3.1 运动学

研究发现在轮椅推进周期中,各组的推进相占比在整个周期中约为前 60%,与步态周期中支撑相的占比类似[19]。在 Briley 等[20]得出的周期时相中,推进相仅占前 32%。Vanlandewijck 等[21]提出推进速度越大,复位相在周期中的时长占比会相应延长,推进相占比减少。Bossuyt 等[22]发现在临近起始周期的慢速周期中,推进相约占比 60% ~80%,而快速的连续周期中则更接近 30% ~40%。本研究中采取的推进速度是受试者自适应的速度,相对其他研究而言更小,与起始周期的速度更加接近,因此在结果中呈现了相对更长的推进相占比。

上肢关节角度结果显示,在轮椅推进周期中,上肢关节角度的变化主要体现在肩、肘关节的屈、伸方向,而在肩关节外展、内收角度,以及内、外旋角度的变化相对较小。尸体实验与影像学研究[23-24]证明,在盂肱关节外展 30°以上的姿势发力,冈上肌肌腱会发生形态扭转,并且肩峰下间隙减小,易发生肩峰下撞击。轮椅推进时肩关节外展角度基本处于 30° ~50°的范围,重复的发力可能会累积肩峰下撞击发生的风险。

肩、肘关节角度的极值和范围在各组之间都不具有统计学的显著性差异,并且动态变化与此前的文献报道一致[25-26],表明各组轮椅推进的运动习惯

相似，上肢关节姿态随时间的动态变化没有区别。

3.2 手推圈反作用力

地面反作用力常用于步态分析研究，反映动作过程中下肢受到的外力冲击情况[27-28]。本研究发现，高节段截瘫组的手推圈反作用力峰值显著低于低节段截瘫组。以往的一些研究认为，较大的手推圈反作用力峰值反映轮椅推进过程中直接受到的外力需求较大，给上肢关节带来更大的压力，因而引起疼痛的风险也更大[29-31]。在临床指南给轮椅推进动作的建议中也包含减少手推圈反作用力峰值，例如推荐降低推进速度，避免较大的路面坡度等[32]。然而本研究的结果发现高节段截瘫组的手推圈反作用力峰值更低，这与高节段人群更高的肩痛发病率相矛盾，并不能就此得出高节段截瘫组在轮椅推进时肩关节负荷更低的结论，手推圈反作用力本身或许并不是其肩痛发生的主要诱因，在研究中需要结合其他参数指标对肩痛机制进行评价。

在引起肩痛的重要因素中，手推圈反作用力反映了上肢所受的外力大小，而肩、肘关节在推进过程中的运动角度则反映了各组的发力姿势。由于各组在推进过程中的上肢运动习惯类似，一定程度上可以排除上肢姿势差异的影响，而肌肉活动的差异可能与动力学参数的特征不同。在轮椅推进研究中，许多指标强调轮椅前进的机械效率，提出了一系列强调切向分力贡献的系数和公式[33]，在日常推进的生物力学分析中用以评价肩痛的风险[34]。然而，近年来对此指标也存在一定的争议，有研究[35]认为以此得出的最佳推进效率，有可能在日常推进中增加上肢的肌肉需求。因此，本研究进一步对轮椅推进时的上肢肌肉激活程度进行分析。

此外，本研究发现健康人组的切向分力峰值达到时间低于截瘫组，表明健康人的切向分力峰值出现得比截瘫者更早，在推进策略上不擅长利用技巧省力。而截瘫组间没有显著性差异，表明相比对高、低节段截瘫人群肩痛原因的评价，峰值到达时间更适合用于评价轮椅推进的技巧与策略。

3.3 肌肉活动

肌电结果显示，高节段截瘫组尽管手推圈反作用力更小，却表现出显著更高的肌电平均幅值，反映了推进过程中更高的肌肉激活程度，表明高节段截瘫组上肢肌肉更多地激活参与推进过程。研究表明，低节段截瘫组在轮椅推进过程中运用躯干的前屈来辅助推进任务[36-37]，额外的上身体重附加在手推圈上，产生更高的手推圈反作用力。而高节段截瘫组的躯干参与明显少于低节段截瘫组，无法很好地利用这一策略进行代偿辅助[38]，因此完全依赖上肢完成推进活动，增加了上肢肌肉的需求，尤其是参与推进相激活的肌肉，例如三角肌前束和肱二头肌表现出更高的平均 EMG 信号幅值。高节段截瘫组的三角肌前束和肱二头肌表现出更长的激活时间，甚至主要负责复位相激活的三角肌后束和肱三头肌也在推进相进行参与激活，表明尽管高节段截瘫组的反作用力更小，但并不省力，整体肌肉做功更多。研究表明，对于重复性、低强度的任务，肌肉激活程度是产生肌肉疲劳的重要因素，较高的激活程度会产生更多的疲劳现象[39]。脊髓损伤患者日常出行的轮椅推进时长较长，且动作的重复性高，高节段截瘫组表现出更高的肌肉激活程度，意味着高节段截瘫群体更加容易在长时间重复推进中产生肌肉疲劳，因而其发病率也高于低节段截瘫群体。

Gil-Agudo 等[40]在比较四肢瘫与截瘫差异的研究中，也曾以 T10 为分界将截瘫受试者进一步分为高、低节段的两组，但在关节力等方面并没有发现显著性差异。Mulroy 等[41]也认为腹部肌肉和背部伸肌的麻痹不会影响到肩部肌肉的反应。然而，颈髓损伤的主要影响在于上肢的运动功能障碍，研究限制了躯干的姿势，以避免推进过程中发生躯干辅助的现象，而因此没有观测到肩部肌肉激活的改变。

Newsam 等[26]提出，腹部肌肉功能的缺失可能并不会影响躯干的运动学特征。然而损伤节段在 T10 水平以上的个体各自保留的腹肌功能相同，躯干能够参与的程度也有所不同，在此前的研究中定义为高节段截瘫的受试者可能在损伤节段上更加分散，而本研究所招募的高节段截瘫受试者多数被评估为上胸段（T1 ~ T5）脊髓损伤，更加接近腹肌功能完全丧失的状态，可能是导致结果不一致的原因。

综上，高、低损伤节段的截瘫人群在轮椅推进时上肢关节的运动角度随时间变化的差别不大，但高损伤节段的截瘫人群在轮椅推进过程中不得不更多地通过上肢发力，尤其在出行距离较长或持续时间较久的轮椅推进场合，低损伤节段人群可以通过躯干辅助进行省力，而高节段截瘫患者躯干辅助作用的减弱，会导致上肢肌肉的用力效率降低，是其肩关节肌肉负担增加的重要原因。这可能会使高节段截

瘫患者更早发生疲劳或疼痛,与 Walford 等[42]发现轮椅推进时躯干的屈曲不足更易发生肩痛的结论一致,也是造成高低节段脊髓损伤患者肩痛发病率差异的原因。

脊髓损伤截瘫人群慢性肩痛的发生主要在 20 年以上的长期慢性阶段,本研究样本量有限,且受试者多为中青年,后续研究需补充样本,并将轮椅使用时间更久的截瘫患者纳为研究对象,以便进一步探究慢性肩痛背后的生物力学机制。此外,本研究将截瘫人群以 T10 水平分为高、低两个组别,并以上胸段(T1 ~ T5)的受试者水平为主。而损伤节段在 T10 水平以上的人群有着不同程度的腹肌功能保留,进一步研究需要增加下胸段(T6 ~ T10)脊髓损伤的分组,以分析更加详细的生物力学特征。

4 结　论

流行病学调查表明高节段截瘫患者的肩痛发病率高于低节段截瘫患者,本研究发现 2 组患者的上肢运动习惯没有区别,高节段截瘫组的手推圈反作用力峰值仅为低节段截瘫组的 70% 左右,但高节段截瘫组的肌肉激活程度约为低节段截瘫组的 1.4 ~ 1.7 倍,高节段截瘫组的肌肉做功效率更低。因此,手推圈反作用力本身或许并非肩痛高发的主要诱因,高、低节段脊髓损伤患者肩痛发病率存在差异,是因为高节段损伤患者更易产生疲劳,轮椅推进过程中的肌肉劳损或是导致肩痛的主要原因。

参考文献:

[1] LIAMPAS A, NEOPHYTOU P, SOKRATOUS M, et al. Musculoskeletal pain due to wheelchair use:A systematic review and meta-analysis[J]. Pain and therapy,2021,10(2):973-984.

[2] BEIRENS B J H,BOSSUYT F M,ARNET U,et al. Shoulder pain is associated with rate of rise and jerk of the applied forces during wheelchair propulsion in individuals with paraplegic spinal cord injury[J]. Archives of physical medicine and rehabilitation,2021,102(5):856-864.

[3] BRESNAHAN J J,SCOBLIONKO B R,ZORN D,et al. The demographics of pain after spinal cord injury:A survey of our model system[J]. Spinal cord series and cases,2022,8(1):14.

[4] SIRASAPORN P, SAENGSUWAN J, VICHIANSIRI R. Ultrasonographic findings of shoulders in individuals with spinal cord injury[J]. The journal of spinal cord medicine,2021,44(3):357-363.

[5] RICE L A,PETERS J,FLIFLET A,et al. The influence of shoulder pain and fear of falling on level and non-level transfer technique[J]. The journal of spinal cord medicine,2022(1):1-9.

[6] MOZINGO J D, AKBARI-SHANDIZ M, MURTHY N S, et al. Shoulder mechanical impingement risk associated with manual wheelchair tasks in individuals with spinal cord injury[J]. Clinical biomechanics,2020,71:221-229.

[7] BOSSUYT F M,BONINGER M L,COOLS A,et al. Changes in supraspinatus and biceps tendon thickness:influence of fatiguing propulsion in wheelchair users with spinal cord injury[J]. Spinal cord,2020,58(3):324-333.

[8] DE OLIVEIRA R C,DE FREITAS L B,GOMES R R,et al. Orthopedic related comorbidities in spinal cord-injured individuals[J]. Acta ortopedica brasileira,2020,28(4):199-203.

[9] SONENBLUM S E,SPRIGLE S,LOPEZ R A. Manual wheelchair use:Bouts of mobility in everyday life[J]. Rehabilitation research and practice,2012,2012:753165.

[10] FORTUNE E,CLOUD-BIEBL B A,MADANSINGH S I,et al. Estimation of manual wheelchair-based activities in the free-living environment using a neural network model with inertial body-worn sensors[J]. Journal of electromyography and kinesiology,2022,62:102337.

[11] BOLIA I K,COLLON K,BOGDANOV J,et al. Management options for shoulder impingement syndrome in athletes:Insights and future directions[J]. Open access journal of sports medicine,2021,12:43-53.

[12] COULET B,TEISSIER J,FATTAL C,et al. Weight-bearing shoulder and rotator cuff tear[J]. Orthopaedics & traumatology,surgery & research:OTSR,2022,108(S1):103170.

[13] VIVES ALVARADO J R,FELIX E R,GATER D R. Upper extremity overuse injuries and obesity after spinal cord injury[J]. Topics in spinal cord injury rehabilitation,2021,27(1):68-74.

[14] KENTAR Y,ZASTROW R,BRADLEY H,et al. Prevalence of upper extremity pain in a population of people with paraplegia[J]. Spinal cord,2018,56(7):695-703.

[15] SINNOTT K A,MILBURN P,MCNAUGHTON H. Factors associated with thoracic spinal cord injury,lesion level and rotator cuff disorders[J]. Spinal cord,2000,38(12):748-753.

[16] MULROY S J,GRONLEY J K,NEWSAM C J,et al. Electromyographic activity of shoulder muscles during wheelchair propulsion by paraplegic persons[J]. Archives of physical medicine and rehabilitation,1996,77(2):187-193.

[17] RAINA S,MCNITT-GRAY J,MULROY S,et al. Effect of choice of recovery patterns on handrim kinetics in manual wheelchair users with paraplegia and tetraplegia[J]. The journal of spinal cord medicine,2012,35(3):148-155.

[18] 黄尚军,伍勰,阮棉芳,等.4 种算法评估落地动作中 ACL 负荷的对比研究[J]. 体育科学,2018,38(3):73-79.
HUANG Shangjun, WU Xie, RUAN Mianfang, et al. Comparative study on four calculation methods of ACL load evaluation during landing [J] China sport science, 2018, 38 (3): 73-79 (in Chinese).

[19] MANICKAM A,GARDINER M D. Gait assessment in general practice[J]. Australian journal of general practice,2021,50(11):801-

806.

[20] BRILEY S J, VEGTER R J K, GOOSEY-TOLFREY V L, et al. Scapular kinematic variability during wheelchair propulsion is associated with shoulder pain in wheelchair users[J]. Journal of biomechanics, 2020, 113: 110099.

[21] VANLANDEWIJCK Y C, SPAEPEN A J, LYSENS R J. Wheelchair propulsion efficiency: movement pattern adaptations to speed changes[J]. Medicine and science in sports and exercise, 1994, 26(11): 1373-1381.

[22] BOSSUYT F M, HOGABOOM N S, WOROBEY L A, et al. Start-up propulsion biomechanics changes with fatiguing activity in persons with spinal cord injury[J]. Journal of spinal cord medicine, 2020, 43(4): 476-484.

[23] NAKAJIMA T, HUGHES R E, AN K N. Effects of glenohumeral rotations and translations on supraspinatus tendon morphology[J]. Clinical biomechanics, 2004, 19(6): 579-585.

[24] MOZINGO J D, AKBARI-SHANDIZ M, VAN STRAATEN M G, et al. Comparison of glenohumeral joint kinematics between manual wheelchair tasks and implications on the subacromial space: A biplane fluoroscopy study[J]. Journal of electromyography and kinesiology, 2022, 62: 102350.

[25] NEWSAM C J, MULROY S J, GRONLEY J K, et al. Temporal-spatial characteristics of wheelchair propulsion. Effects of level of spinal cord injury, terrain, and propulsion rate[J]. American journal of physical medicine & rehabilitation, 1996, 75(4): 292-299.

[26] NEWSAM C J, RAO S S, MULROY S J, et al. Three dimensional upper extremity motion during manual wheelchair propulsion in men with different levels of spinal cord injury[J]. Gait & posture, 1999, 10(3): 223-232.

[27] 王俊清,张希妮,罗震,等. 步频再训练对跑步时下肢冲击的生物力学影响研究[J]. 应用力学学报, 2020, 37(5): 2167-2175.
WANG Junqing, ZHANG Xini, LUO Zhen, et al. The influence of cadence retraining on impact forces and lower extremity biomechanics during running[J]. Chinese journal of applied mechanics, 2020, 37(5): 2167-2175 (in Chinese).

[28] 井兰香,杨广辉. 两种拉伸对落地缓冲期下肢动力学及吸能模式的影响[J]. 应用力学学报, 2021, 38(6): 2432-2440.
JING Lanxiang, YANG Guanghui. Effects of two kinds of stretch training on lower limb kinetics and energy absorption pattern during cushioning period[J]. Chinese journal of applied mechanics, 2021, 38(6): 2432-2440 (in Chinese).

[29] GAGNON D H, BABINEAU A C, CHAMPAGNE A, et al. Pushrim biomechanical changes with progressive increases in slope during motorized treadmill manual wheelchair propulsion in individuals with spinal cord injury[J]. Journal of rehabilitation research and development, 2014, 51(5): 789-802.

[30] HWANG S, LIN Y S, HOGABOOM N S, et al. Relationship between linear velocity and tangential push force while turning to change the direction of the manual wheelchair[J]. Biomedizinische technik biomedical engineering, 2017, 62(4): 439-445.

[31] HOLLOWAY C S, SYMONDS A, SUZUKI T, et al. Linking wheelchair kinetics to glenohumeral joint demand during everyday accessibility activities[C]//Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. [S. l.]: IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2015.

[32] Paralyzed Veterans of America Consortium for Spinal Cord Medicine. Preservation of upper limb function following spinal cord injury: A clinical practice guideline for health-care professionals[J]. The journal of spinal cord medicine, 2005, 28(5): 434-470.

[33] DE GROOT S, VEEGER D H, HOLLANDER A P, et al. Wheelchair propulsion technique and mechanical efficiency after 3 wk of practice[J]. Medicine and science in sports and exercise, 2002, 34(5): 756-766.

[34] GORCE P, LOUIS N. Wheelchair propulsion kinematics in beginners and expert users: influence of wheelchair settings[J]. Clinical biomechanics (Bristol, Avon), 2012, 27(1): 7-15.

[35] RANKIN J W, KWARCIAK A M, RICHTER W M, et al. The influence of wheelchair propulsion technique on upper extremity muscle demand: A simulation study[J]. Clinical biomechanics (Bristol, Avon), 2012, 27(9): 879-886.

[36] CHIKH S, GARNIER C, FAUPIN A, et al. Arm-trunk coordination in wheelchair initiation displacement: A study of anticipatory and compensatory postural adjustments during different speeds and directions of propulsion[J]. Journal of electromyography and kinesiology, 2018, 40: 16-22.

[37] RODGERS M M, KEYSER R E, GARDNER E R, et al. Influence of trunk flexion on biomechanics of wheelchair propulsion[J]. Journal of rehabilitation research and development, 2000, 37(3): 283-295.

[38] YANG Y S, KOONTZ A M, TRIOLO R J, et al. Surface electromyography activity of trunk muscles during wheelchair propulsion[J]. Clinical biomechanics (Bristol, Avon), 2006, 21(10): 1032-1041.

[39] DE LOOZE M, BOSCH T, VAN DIEEN J. Manifestations of shoulder fatigue in prolonged activities involving low-force contractions[J]. Ergonomics, 2009, 52(4): 428-437.

[40] GIL-AGUDO A, DEL AMA-ESPINOSA A, PEREZ-RIZO E, et al. Upper limb joint kinetics during manual wheelchair propulsion in patients with different levels of spinal cord injury[J]. Journal of biomechanics, 2010, 43(13): 2508-2515.

[41] MULROY S J, FARROKHI S, NEWSAM C J, et al. Effects of spinal cord injury level on the activity of shoulder muscles during wheelchair propulsion: an electromyographic study[J]. Archives of physical medicine and rehabilitation, 2004, 85(6): 925-934.

[42] WALFORD S L, REQUEJO P S, MULROY S J, et al. Predictors of shoulder pain in manual wheelchair users[J]. Clinical biomechanics, 2019, 65: 1-12.

(编辑　张璐)